

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-005228

(43)Date of publication of application : 13.01.1998

(51)Int.Cl.

A61B 8/12

(21)Application number : 08-159549

(71)Applicant : ALOKA CO LTD

(22)Date of filing : 20.06.1996

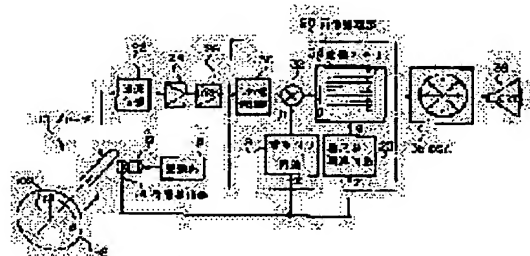
(72)Inventor : MOCHIZUKI TAKESHI
HIROSE MASANORI
JO KAZUHIRO
KATO KEIJI

(54) ULTRASONIC DIAGNOSTIC APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To enable to successively process a synthesized image in the order of taking CT images in by overwriting each CT image to synthesize a synthetic image varying the size of a CT image accompanying movement of an ultrasonic probe in the axial direction.

SOLUTION: A probe 10 is provided with a motor 12 to mechanically or electronically radial-scan an ultrasonic probe built in the tip end and to drive drawing of an inserting part and a position detector 14 to detect the drawing amount, and outputs position detection signals detected by the position detector 14 to a weighting circuit 18 and a scale calculation circuit 20. A transceiver 22 supplies transmission signals to the probe 10 and processes reception signals outputted from the probe 10. The reception signals outputted from the transceiver 22 are amplified by an amplifier 24 and a logarithmic amplifier, and the size of a CT image is varied accompanying movement of the ultrasonic probe in the axial direction by an image processor 28 and synthesized by overwriting each CT image to form a synthetic image.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

06.11.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-5228

(43) 公開日 平成10年(1998) 1月13日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 8/12

識別記号

庁内整理番号

F I

A 6 1 B 8/12

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号

特願平8-159549

(22) 出願日

平成 8 年 (1996) 6 月 20 日

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 22 番 1 号

(72) 発明者 望月 剛

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 22 番 1 号 アロカ
株式会社内

(72) 発明者 広瀬 昌紀

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 22 番 1 号 アロカ
株式会社内

(72) 発明者 城 和博

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 22 番 1 号 アロカ
株式会社内

(74) 代理人 弁理士 吉田 研二 (外 2 名)

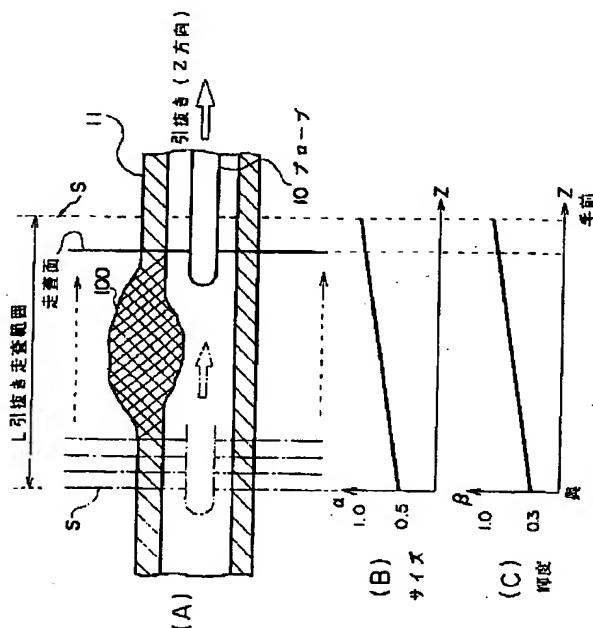
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 従来においては管腔組織の内部を立体的に実時間で超音波画像として形成することは困難であった。

【解決手段】 プローブ 10 の引抜きに伴い各走査面に対して縮尺率 α 及び重み β を可変設定する。そして各走査面に対応する断層画像を上書き合成する。この際、管腔組織の内部のデータを除去する。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 管腔組織内に挿入され、軸方向に対して直交する断層画像を取り込む超音波探触子と、前記超音波探触子の軸方向への移動に伴って前記断層画像のサイズを変化させつつ各断層画像を上書き合成して合成画像を形成する画像処理部と、前記合成画像を表示する表示器と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1記載の装置において、前記超音波探触子の引き抜き時に、奥側の断層画像よりも手前側の断層画像のサイズを徐々に大きくして前記上書き合成を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 請求項1記載の装置において、前記画像処理部は、管腔組織の内部のデータを除外して前記上書き合成を行うための処理回路を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 請求項1記載の装置において、前記画像処理部は、前記超音波探触子の軸方向への移動に従って前記サイズに加えて画素値を変化させる重み付け回路を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 請求項1記載の装置において、前記超音波探触子では、ラジアル走査が行われ、前記ラジアル走査により得られる各断層画像の原点を一致させつつ前記上書き合成が行われることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 請求項1記載の装置において、前記超音波探触子の移動位置を検出する位置検出器を有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置、特に、管腔組織内に挿入される超音波探触子を備えた超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】体内に挿入用の超音波探触子としては、血管挿入用のプローブ、食道挿入用のプローブ、直腸挿入用のプローブなどが知られている。かかるプローブでは、概して、超音波ビームが回転走査されるラジアル走査が行われ、これによりプローブの軸方向と直交する断面の超音波画像を得ている。プローブの挿入量を適宜調整すれば所望の位置の断層画像を得ることができる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかし、従来においては、管腔組織の直交断面の断層画像を見ても、それがどの位置の断層画像であるか三次元的に把握するのは困難である。特に、ラジアル走査が行われる場合に、その問題が指摘されている。

【0004】また、従来の単なる二次元断層画像では、例えば腫瘍などの患部が存在していてもその患部の断層が得られるだけであり、立体的に患部を把握するのが困

2

難であるという問題があった。そこで、プローブを移動させつつ多数の断層画像（スライス画像）を得て、それらを再構成することにより三次元画像を構築することも考えられるが、従来の手法では、演算時間がかかり過ぎて実時間で画像表示を行うのは極めて困難であった。このため、三次元的な処理を迅速に行ってリアルタイムで立体的な画像を形成できる超音波診断装置が要望されている。

【0005】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、管腔組織の内部を覗いたような遠近感ある立体的な画像を実時間で形成でき、これにより患部を空間的に把握できる超音波診断装置を提供することにある。

【0006】また、本発明の目的は、断層画像の取り込み順序で逐次合成処理を行える超音波診断装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明は、管腔組織内に挿入され、軸方向に対して直交する断層画像を取り込む超音波探触子と、前記超音波探触子の軸方向への移動に伴って前記断層画像のサイズを変化させつつ各断層画像を上書き合成して合成画像を形成する画像処理部と、前記合成画像を表示する表示器と、を含むことを特徴とする。

【0008】上記構成によれば、管腔組織内に超音波探触子を挿入した状態でその超音波探触子を例えば引抜き移動させると、各位置で断層画像が得られるが、それらの断層画像は上書き合成され合成画像が形成される。この場合、断層画像の位置に応じてサイズが調整されるため、遠近感ある立体的な超音波画像を形成できる。本発明は、従来のような全データ格納後の再構成を行うのではなく、上書きという簡便な手法を基本としているため、すなわち、本発明では断層画像の時系列順で前記上書き合成が実行されるため実時間処理が可能である。

【0009】本発明の好適な態様では、前記超音波探触子の引き抜き時に、奥側の断層画像よりも手前側の断層画像のサイズを徐々に大きくして前記上書き合成が行われる。これにより、あたかも管腔組織の内部を奥側に向かって覗いたような遠近感ある画像を形成でき、患部の腫瘍などを立体的に観察することができる。

【0010】なお、超音波探触子を押し込んで画像合成を行えば、例えば奥側から手前側を見た合成画像を構築できるが、その場合には、超音波探触子の押し込みによる組織押圧などの悪影響、挿入管のたわみなどに起因する移動量の不正確さ、などが危惧される。これに対し、引抜き時に画像合成を行えば、手前側から奥側を見た合成画像を構築することになり自然な画像を構成できるとともに、挿入管のたわみなどが生じることがなく精度の良い合成画像を構成できるという利点がある。

【0011】本発明の好適な態様では、前記画像処理部

は、管腔組織の内部のデータを除外して前記上書き合成を行うための処理回路を有する。その理由としては、血管や食道などの管腔組織の超音波診断を行う場合には管壁構造や管壁面上の状態の観察に主眼があり管腔内部の画像化の要請が少ないこと、管腔内部の画像データがたとえ0であってもそれが上書きされるとそれまでの合成画像が部分的に隠蔽されてしまうこと、などが挙げられる。

【0012】また、本発明の好適な態様では、前記画像処理部は、前記超音波探触子の軸方向への移動に従って前記サイズに加えて画素値を可変させる重み付け回路を有する。すなわち、最終的に得られる合成画像をより立体的に表現するためには、例えば奥側から手前側にかけて輝度値を増大させたり、寒色系から暖色系へ色相を変化させたりするのが望ましい。

【0013】また、本発明の好適な態様では、前記超音波探触子では、ラジアル走査が行われ、前記ラジアル走査により得られる各断層画像の原点を一致させつつ前記上書き合成が行われる。また、本発明の好適な態様では、前記超音波探触子の移動位置を検出する位置検出器

を有する。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0015】図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。図2には、本発明に係る上書き合成処理の原理が示されており、まず図2を用いて説明する。

【0016】図2(A)において、プローブ10は管腔組織11内に挿入される体内挿入型超音波探触子である。プローブ10は例えば回転する超音波振動子を内蔵しており、この超音波の回転によりすなわち機械的なラジアル走査により超音波ビームが回転走査され、走査面Sが形成される。もちろん電子走査により走査面Sを形成してもよい。管腔組織11は例えば血管や食道などである。

【0017】管腔組織11内のある深さまでプローブ10を挿入した状態において、人為的又は機械的にプローブ10を引抜くと、その引抜きに際して複数の走査面Sが形成される。すなわち複数の断層画像が取込まれる。

【0018】本実施形態においては、図2(B)に示すように、引抜き方向をZ方向として、そのZ方向の増大に伴って各断層画像に縮尺率 α を設定し、互いに異なる縮尺率の各断層画像を上書き合成する。この際、本実施形態においては図2(C)に示すように画像の輝度値もZに対して可変設定される。図2に示す例では、奥側から手前側にかけてサイズが徐々に大きくなるように設定されており、これと同様に、奥側から手前側にかけて画像の輝度値が徐々に大きくなるように設定されている。

【0019】したがって、このような縮尺率及び輝度に関わる重みの可変設定の下、各断層画像を奥側から手前側にかけて順次上書き合成すれば、後述するように中心投影像に類似した立体的な管腔組織の画像を構成することが可能となる。なお、図2においてしは引抜き走査範囲を示しており、符号100は例えば癌などの患部を示している。本発明に係る上書き合成によれば、このような患部100の立体的な画像を表示することが可能である。

【0020】図1に戻って、プローブ10は上述したように体内挿入型超音波探触子であり、その先端部には超音波振動子が内蔵され、その超音波振動子は機械的に又は電子的にラジアル走査される。すなわち、超音波の送受波により形成される超音波ビーム102を回転走査することにより走査面Sが形成され、プローブ10を引抜けば、互いに異なる位置で走査面Sを形成できる。なおr方向は超音波ビーム方向を示しており、 θ 方向は回転走査方向を示している。

【0021】本実施形態のプローブ10は、当該プローブ10の挿入部を引抜き駆動するためのモータ12とその引抜き量を検出する位置検出器14とを有する。モータ12は駆動部16によって駆動され、図示されていない制御部によりこの駆動部16は制御される。位置検出器14にて検出された位置検出信号は後述する重み付け回路18及び縮尺率演算回路20に出力される。

【0022】送受信部22は、プローブ10に対して送信信号を供給すると共に、プローブ10から出力された受信信号に対して所定の処理を行うものである。送受信部22から出力された受信信号は増幅器24において増幅された後、さらに対数増幅器26において対数増幅され、その対数増幅後の受信信号が画像処理部28に入力される。この画像処理部28は上書き合成による合成画像を形成するものである。

【0023】画像処理部28において、しきい値処理回路30は本実施形態において図3に示す処理を行う。図3において、(A)にはしきい値処理を行う前の受信信号の状態が示されており、(B)にはしきい値処理後の受信信号の状態が示されている。図3における横軸は時間軸であり、縦軸はエコーの強度を示している。しきい値処理回路30は図3に示すような受信信号に対して所定のしきい値104によってしきい値処理を行うものであり、超音波ビームの原点すなわち横軸における原点から順次受信信号としきい値104とを比較し、しきい値104を受信信号が越えた時点から当該受信信号を後段の乗算器32(図1参照)へ出力している。

【0024】すなわち、しきい値処理回路30はしきい値104を利用して管腔組織の内部部分のエコーデータを除去するものであり、換言すれば管腔組織の壁部分のエコーデータを抽出する回路である。本実施形態では図3に示すようにしきい値104を越えた時点から全ての

エコーデータが抽出されているが、例えば図4に示すようにしきい値104を越えるデータのみを抽出することにより、内部部分の除去と有効なエコーデータの抽出とを行ってもよい。

【0025】いずれにしても、このようなしきい値処理を行うことにより、上書き合成処理を行った際に内部部分に相当するデータにより奥側の画像が隠蔽されたり破壊されてしまうのを防止することが可能である。なお、図3において、106にはしきい値処理回路30におけるエコーデータの出力動作が示されており、ONの期間だけエコーデータが後段の乗算器32に出力される。

【0026】図1に戻って、重み付け回路18は、図2(C)に示した重み付け関数にしたがって、各走査面ごとに一定の重みを付与するものであり、具体的には引抜き方向を示すZ方向の値に応じた重み β を出力している。この重み β は乗算器32においてエコーデータに乗算される。これによって各走査面ごとに一定の輝度に関わる重み付けがなされることになる。すなわち奥側から手前側にかけて徐々に明るくなるように輝度調整がなされる。

【0027】縮尺率演算回路20は、図2(B)に示した縮尺率決定関数にしたがって各走査面ごとに縮尺率 α を決定するものである。すなわち、上書き合成処理において奥側から手前側にかけて徐々に断層画像のサイズを大きくして上書きするために縮尺率演算回路20が縮尺率 α を決定している。

【0028】画像メモリ34上では上述した上書き合成処理が行われ、具体的には各断層画像の中心点(原点)を一致させつつr方向に縮尺率 α が乗算された超音波画像が上書き合成されている。もちろん、この上書き合成においてはしきい値処理により管腔組織内部のデータが排除されているため、新しい超音波画像における組織内部のデータによってそれまでに形成された合成画像が隠蔽されてしまうような問題は生じない。

【0029】図1に示す画像処理部28の回路構成から明らかなように、本実施形態の超音波診断装置においては各超音波画像の取込み順序で逐次画像処理を行うので実時間でその処理を行えるという利点がある。

【0030】DSC36では画像メモリ34上に展開された合成画像に対して極座標から直交座標への座標変換などが行われ、座標変換後の合成画像が表示器38に表示される。

【0031】図5には、本実施形態の上書き合成処理に

より形成された合成画像の表示例が示されている。図5に示すように、各断層画像における管腔組織の内側の輪郭108が年輪のように強調して合成されており、特別の三次元画像処理を行うことなく管腔組織内部を空間的に表現することが可能となる。もちろん、患部100も立体的に表現され、疾病診断精度を向上することができる。

【0032】図5に示す表示例では、上述した構成から明らかなように、奥側から手前側にかけて輝度が徐々に明るくなるように画像合成が行われていたが、もちろん色相変化させつつ画像合成を行ってもよい。この場合には例えば寒色系から暖色系に徐々に色が変化するようにしてもよい。本実施形態では、各断層画像の原点を一致させて上書き合成処理を行ったが、もちろんその原点を所定方向に少しずらしつつ上書き合成処理を行っても興味ある合成画像を構築できる。

【0033】なお、図2に示した縮尺率決定関数や重み付け関数は線形なものであったが、非線形に変化する関数を利用してもよい。本実施形態では図3に示したしきい値104は固定設定されていたが、これをエコーデータの大きさに合わせて適応的に可変設定するようにしてもよい。

【0034】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、管腔組織の内部を覗いたような遠近感ある立体的画像を実時間で形成できる。これにより患部を空間的に把握できる超音波画像を提供できる。また、本発明によれば断層画像の取込み順序で逐次合成処理を行えるので、実時間性に優れた超音波診断装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【図2】 本発明に係る上書き合成処理を説明するための説明図である。

【図3】 しきい値処理回路の動作を示す説明図である。

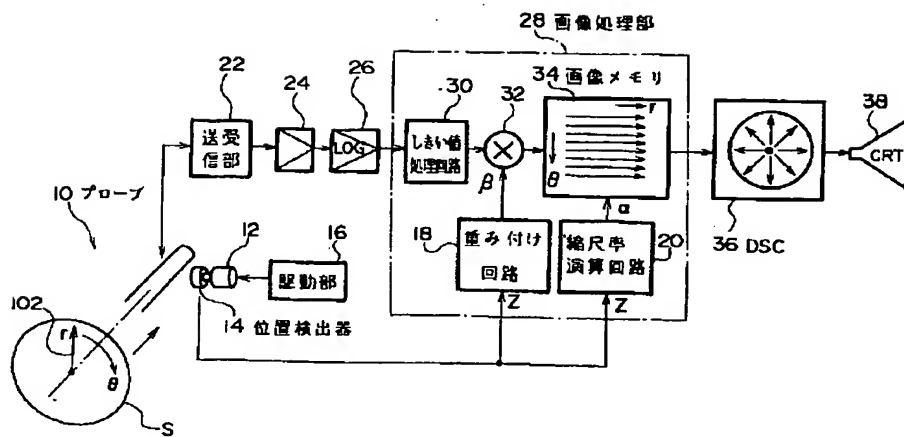
【図4】 しきい値処理の他の例を示す図である。

【図5】 上書き合成処理により得られた合成画像の表示例を示す図である。

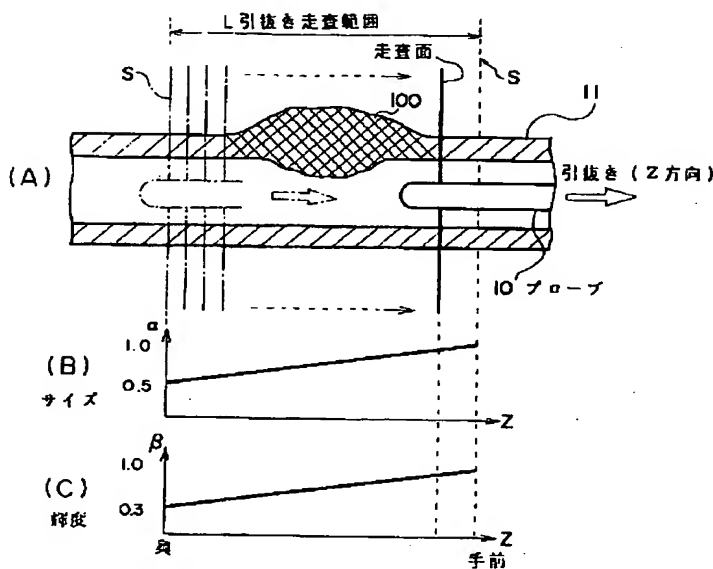
【符号の説明】

10 プローブ、14 位置検出器、18 重み付け回路、20 縮尺率演算回路、28 画像処理部、30 しきい値処理回路、32 乗算器、34 画像メモリ。

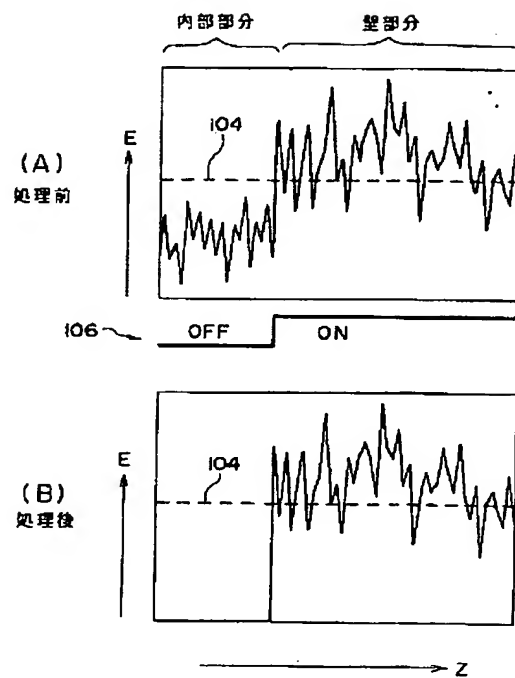
【圖 1】



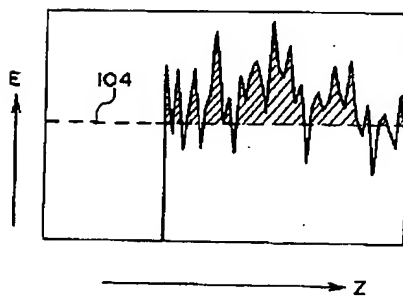
【圖2】



【圖3】

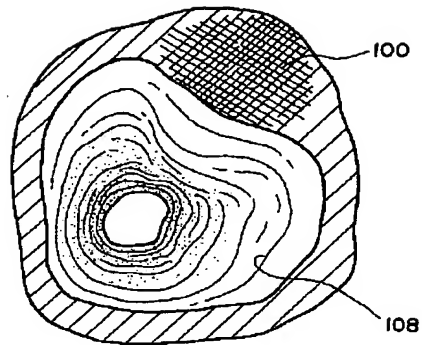


【図4】



【図5】

表示例



フロントページの続き

(72)発明者 加藤 恵司
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ
株式会社内